

**Prosjektoppgave for det integrerte mastergradsstudiet i odontologi**

# **En sammenligning mellom en nylonprotese og en temporær akrylprotese**

Lene Nygård Holtan og Nina Skjold-Andreassen

Kull 03-08

Veiledere: Gunhild Vesterhus Strand og Marit Øilo

Gerodontologi/Protetikk/Biomaterialer



Universitetet i Bergen 2008



## INNHALDSFORTEGNELSE

<b>SAMMENDRAG .....</b>	<b>3</b>
<b>INNLEDNING .....</b>	<b>4</b>
GENERELT OM AVTAKBARE PARTIALPROTESER .....	4
BESKRIVELSE AV NYLONMATERIALET .....	7
KJEMISKE EGENSKAPER.....	7
FYSISKE EGENSKAPER.....	9
BIOLOGISKE TESTER .....	10
ESTETISKE EGENSKAPER .....	12
KLINISKE EGENSKAPER .....	13
INDIKASJONER .....	14
FREMSTILLINGSPROSEDYRE .....	16
<b>MÅL .....</b>	<b>19</b>
<b>MATERIALE OG METODE .....</b>	<b>19</b>
<b>RESULTAT .....</b>	<b>20</b>
MODELLUNDERSØKELSE .....	20
RETENSJON .....	20
BELASTNINGSFORHOLD .....	21
VEKT OG TYKKELSE.....	22
OVERFLATENS BESKAFFENHET.....	22
PERIFER UTSTREKNING OG RELASJON TIL OMLIGGENDE VEV .....	22
PRIS .....	24
UNDERSØKELSE I MIKROSKOP .....	24
<b>DISKUSJON.....</b>	<b>29</b>
<b>KONKLUSJON.....</b>	<b>32</b>
<b>REFERANSER.....</b>	<b>34</b>
<b>TAKK.....</b>	<b>35</b>

## **SAMMENDRAG**

Protesematerialer i nylon markedsføres i Norge som et alternativ til tradisjonelle proteser. Da det finnes få kliniske studier om disse nye materialene, er materialegenskaper og indikasjonsområder ukjent for mange. Målet med denne prosjektoppgaven var å kartlegge dette.

Det ble laget en nylonprotese og en trådklammerprotese på samme modell. Disse protesene ble vurdert in vitro med hensyn til retensjon, utstrekning, belastningsforhold, vekt og tykkelse, samt overflatens beskaffenhet. For å vurdere overflatene ble begge protesene fotografert i mikroskop.

Undersøkelsene avdekket svakheter ved nylonprotesen: Nylonprotesen omslutter de marginale deler av periodontiet, noe som kan gi økt plakkaggregering. Disse protesene hadde heller ikke opplegg konstruert etter gjeldende retningslinjer, noe som kan tenkes å gi ugunstig belastning av kjevekammen.

Nylonprotesen synes å retinere bedre til modellen enn trådklammerprotesen, samt var tynnere og hadde lavere vekt. Disse faktorene kan påvirke pasientkomfort.

Nylonprotesen hadde glattere overflate enn trådklammerprotesene og kunne poleres like glatt etter sliping.

Nylonproteser bør kun benyttes som en midlertidig løsning der man i stor grad vektlegger pasientkomfort foran potensielle biologiske skadevirkninger av protesen.

## **SUMMARY**

Nylon as a denture-base material is being marketed in Norway as an alternative to traditional dentures. As there are few clinical trials with these new materials, many clinicians are unfamiliar with their qualities and indications. The aim of this was to evaluate available information regarding these prostheses.

One nylon and one temporary acrylic denture were fabricated on the same casting. The dentures were evaluated in vitro with regard to retention, extension, load, weight and thickness and surface. The surfaces of both dentures were photographed in a microscope for comparison.

The examination revealed disadvantages with the nylon denture: Nylon denture enclose the marginal periodontium, which may cause increased aggregation of bacterial plaque. The nylon denture did not have occlusal rests made after current guidelines, with possible unfavorable load to the alveolar ridge as a consequence.

The nylon denture showed better retention to the model than the temporary acrylic denture. The nylon denture was thinner and weighed less. These factors may contribute to improved patient satisfaction. The surface of the nylon denture was smoother than the acrylic denture, and had the same potential for polishing.

The use of nylon dentures should be restricted to temporary situations when patient comfort is more important than the possible biologic side effects.

## INNLEDNING

Polymetylmetakrylat, også kalt PMMA eller bare akryl, har vært det vanligste materialet brukt i avtakbare orale proteser siden det ble oppfunnet av Kallodent i 1935. Til tross for dette har akryl en del ulemper (1, 2, 3, 4). De svakhetene ved materialet som trolig er av størst klinisk betydning er:

- dårlig evne til å motstå bøy- og strekk-krefter
- frakturerer lett ved fall
- følsomt for abrasjon
- allergifremkallende
- disponerer for protesestomatitt

I England og Wales ble det i 1969 utført en studie som viste at det ble utført like mange protesereparasjoner som det ble laget nye proteser – over en million på ett år (5).

Det ble tidligere fremstilt langt flere avtakbare proteser enn det som blir gjort i dag.

Frakturerte proteser ble kostbare, og man begynte å se etter alternative materialer for å bøte på dette problemet. To fremgangsmåter ble forsøkt i denne prosessen: Det ene var å modifisere akrylen, noe som ikke gav tilfredstillende resultater (5). Det andre var å lete etter en annen type polymer som kunne benyttes som protesemateriale - blant annet ble nylon, vinyl estere, epoxy resin og polystyren undersøkt.

Valplast (Valplast International Corporation, Long Island City, NY, USA) er en type nylonmateriale som ble utviklet i 1955 av Arpad og Tibor F. Nagy (6). På denne tiden var de fleste andre nylonproduktene tradisjonelle polyamider som ble laget av lineære monomerer. Valplast representerte en videreutvikling av disse ved at den kjemiske sammensetningen og fremstillingen ble endret. Hva eksakt denne endringen innebærer er en produsenthemmelighet.

## GENERELT OM AVTAKBARE PARTIALPROTESER

Avtakbare proteser kan inndeles i hel- og partialproteser. For å avgrense oppgaven har vi valgt å se nærmere på partialproteser. En partialprotese erstatter tapte tenner og deres omliggende vev, der pasienten fortsatt har noen gjenværende tenner. Protesene består av

sadler med kunstige tenner og forbindelseselementer som holder sadlene sammen og fester protesene til resttannsettet. Dette festet skjer tradisjonelt ved hjelp av klammere som er armer av metall som griper rundt gjenværende tenner og retinerer protesen. Disse kan lages i metalltråd eller støpes som en del av den totale protesekonstruksjonen. Det er spesielle krav til utforming og plassering av klammerne. Det viktigste er at klammerne har en avstand på minimum 1 mm fra marginale gingiva og at man skal unngå at klammeren krysser gingiva unødvendig. Dette for å redusere plakkansamling ved gingiva (7, 8).

Det finnes en rekke ulike utforminger av partialproteser, avhengig av hvilke tenner som står igjen. Den vanligste måten å klassifisere partialproteser er Kennedy klassifikasjonen.

- *Kennedy klasse I*: Bilaterale friendepoteser, dvs. bakerste tenner i sidesegmentene i begge kjevehalvdeler mangler.
- *Kennedy klasse II*: Unilateral friendeprotease, dvs. bakerste tenner i det ene sidesegment mangler.
- *Kennedy klasse III*: Innskutt protease, protesesadlene er omgitt av tenner på begge sider.
- *Kennedy klasse IV*: Innskutt sadel i frontregionen.

Partialproteser kan være dentalt, dentogingivalt eller bløtvevsunderstøttet. Disse begrepene angir til hvilket vev tyggebelastning overføres. Innskutte proteser er dentalt støttet, dvs. all kraft overføres til ankertenner. Protesen bør utformes med henblikk på effektiv og sikker mekanisk overføring av krefter fra protesen til resttannsettet. Dette innebærer at konstruksjonen må ha stor stivhet og styrke. Kraftoverføringen skjer ved hjelp av opplegg. Et opplegg plasseres på ankertannens okklusal- eller incisalflate, slik at kraften overføres i akseretningen til tannen. Ved okklusale opplegg skal opplegget dekke minst en halv premolars bredde for å sikre korrekt kraftoverføring. Ved dentogingivalt støttede proteser vil kraft delvis overføres til ankertenner via opplegg og delvis til slimhinneunderlaget. Bløtvevsunderstøttede proteser er uten opplegg og vil i sin helhet overføre all kraft til slimhinneunderlaget og kjevekam.

En protease, som ikke blir støttet av resttannsettet (uten opplegg) og som dermed overfører all belastning til sadelunderlaget (slimhud og ben), vil etter meget kort tid synke på underlaget på grunn av benresorpsjon. En slik synkning vil ikke bare skade alveolærkammen, men også ødelegge periodontiet på tenner som er nær sadlene (9). Når protesen synker på grunn av atrofi av processus alveolares, vil klammere komme i nær forbindelse til gingivalranden, noe

som igjen kan medføre problem på grunn av økt plakketensjon eller direkte mekanisk skade på gingiva og periodontiet.

Avtakbare partielle proteser er ofte assosiert med til dels store biologiske skadevirkninger på det orale vev (10). Dentalt plakk er en sentral etiologisk faktor ved disse skadevirkningene. Reduksjon av plakkdannelse på resttannsettet må derfor i videste forstand sies å utgjøre en viktig del av den protetiske behandlingen. Partielle avtakbare proteser øker plakkdannelsen på resttannsettet. Økningen er hovedsakelig relatert til en større akkumulering av bløtt belegg på de bukkale og linguale flater av ankertennene. Dekning av den marginale gingiva med noen av protesens konstruksjonselementer har også vist seg å kunne føre til periodontal skadeeffekt. Konstruksjonselementene på protesen bør derfor utformes slik at protesens tendens til å samle bløtt belegg blir minst mulig, og at den ansamling av plakk som likevel alltid vil forekomme blir lokalisert lengst mulig vekk fra den frie tannkjøtsrand.

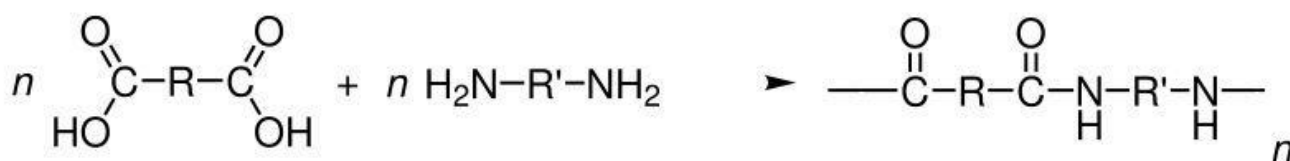
Tradisjonelt deler vi partialproteser inn i to grupper: 1) støpte proteser med et metallskjellet i kobolt-krom legering, og 2) såkalte trådklammerproteser. Førstnevnte konstrueres med opplegg og er en protese som skal fungere over lengre tid.

Trådklammerprotesene regnes derimot bare som en midlertidig protese. Midlertidige proteser er faste eller avtakbare restaureringer som brukes i påvente av en mer ”permanent” løsning, vanligvis i 2-3 måneder. Disse lages i kald-akryl og er festet til tennene ved hjelp av klammere, som er utført i rustfri trukket tråd. De fleste akryl-trådklammerproteser er mucosastøttet, fordi det er vanskelig eller umulig å lage tilfredsstillende opplegg i trukket tråd. Dette er kanskje den viktigste grunnen til at bruken av slike proteser medfører større skader enn støpte skjelettproteser som er forsynt med gode opplegg (9). Slike proteser bør derfor helst bare benyttes som en midlertidig erstatning i påvente av mer permanent løsning, eller hos pasienter med resttannsett som skal ekstraheres om kort tid. Denne semipermanente løsningen vil da ha som funksjon å opprettholde estetikk og funksjon, og kan i blant hos eldre lette tilvenningen til helprotese.

## BESKRIVELSE AV NYLONMATERIALET

### KJEMISKE EGENSKAPER

Valplast er et nylon. Nylon kalles også polyamider. De første polyamidene ble fremstilt på 1930-tallet ved en kondensasjonsreaksjon mellom en dikarboksytsyre og et diamin. Denne reaksjonen gav et lineært polyamid. De originale nylonmolekylene benevnes med to tall, det første for hvor mange karbonatomer det er i diaminet og det andre for hvor mange det er i dikarboksytsyren. Nylon 6,6 er det vanligste og inneholder 6 karbonatomer både i syren og diaminet. Det finnes mange ulike nylon, da ulike diaminer og dikarboksytsyrer kan benyttes i fremstillingen.



Figur 1. Polymeriseringsreaksjon for nylon.

Lineære polyamider holdes sammen av hydrogenbindinger og tettheten av disse bindingene bestemmer det aktuelle nylonets styrke og stivhet. Høy tetthet av disse bindingene gir god styrke og et stivt materiale (5). Videre blir graden av vannabsorpsjon i materialet bestemt av frekvensen av aminogrupper langs polyamidet. Dersom det anvendes korte monomerer vil frekvensen av både aminogrupper og hydrogenbindinger øke, slik at man får et stivt materiale med høyt vannopptak.

Over smeltetemperaturen er nylon enten en viskøs masse eller et amorft fast stoff. Under smeltetemperaturen er det vekslende områder av amorft materiale og krystallinske lameller. De amorfe områdene gjør at nylon i ulik grad er formbart (elastisk). De krystallinske områdene gir materialet styrke og stivhet.

Den tidligste utprøvingen med nylon som protesebasemateriale ble gjort med 6,6 og 6,10 nylon, men det ble da rapportert flere ulemper ved bruk. Fargen endret seg raskt og materialet tok i tillegg opp fargestoffer fra mat og lignende. Det var høyt vannopptak i materialet og overflaten ble ru etter bare noen ukers bruk (11). Resultatene var med andre ord ikke særlig

oppmuntrende. Nylon ble atskillig bedre egnet som basemateriale da Hargraves i 1971 benyttet nylon 12 istedenfor nylon 6 og samtidig forsterket materialet med glassfiber (5). Hargraves viste i sin studie at vannabsorpsjonen for et materiale som skal brukes i proteser ikke må overskride 2 %. Løsningen på dette ble å anvende lengre monomerer slik at frekvensen av aminogrupper langs nylonmolekylet ble redusert, da det er disse gruppene som binder opp vannmolekyler. Lengre monomerer vil også gi et mer fleksibelt materiale pga mindre tetthet av hydrogenbindinger, noe som er ønskelig for å redusere problemet med fraktur av protesen.

Etter hvert ble nylon modifisert for å unngå de negative egenskapene ved materialene. Såkalte superpolyamider ble utviklet ved ko-polymerisering eller ved å benytte en ringåpningsmekanisme ved polymeriseringen. Valplast er et slikt nylon (12). Valplast består av fire ulike nylon, men den nøyaktige kjemiske sammensetningen er en produkthemmelighet (13).

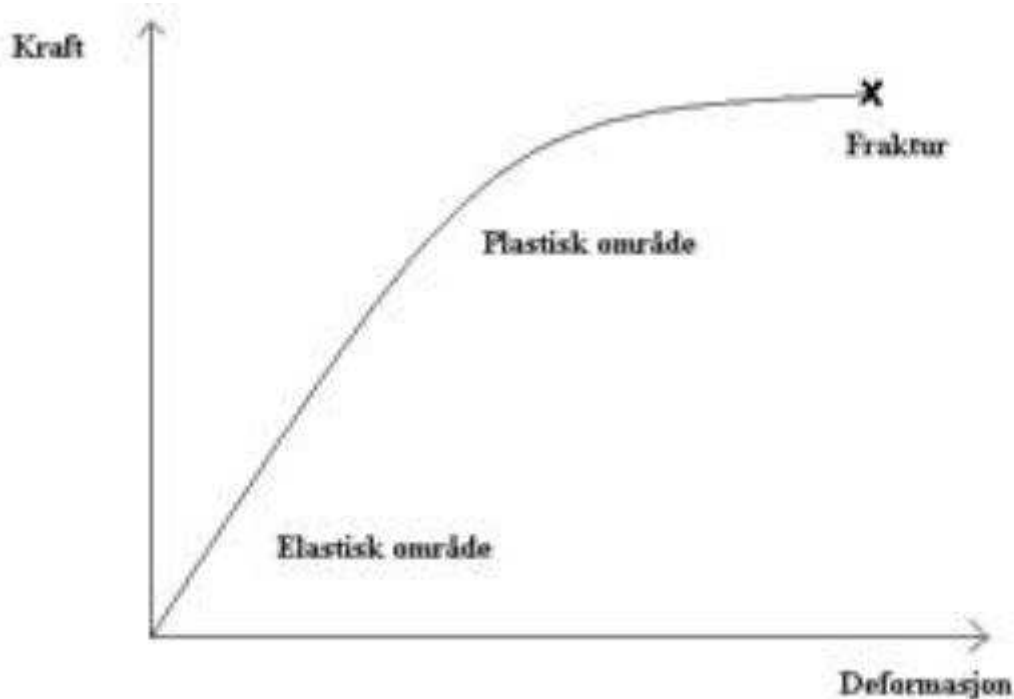
En studie av Parvazi et al hadde som mål å sammenligne dimensjonsstabilitet under produksjon av ulike dentale basematerialer. I denne testen kom Valplast dårligst ut med en polymeriseringsskrumpning på 2,5 %. Dette var 2,8 ganger høyere enn den konvensjonelle PMMA (13). Det oppgis flere mulige årsaker til dette dårlige resultatet. Den viktigste er kanskje at dimensjonsstabiliteten til nylon er svært teknikkfølsom under fremstillingen. Hargraves utarbeidet i 1971 retningslinjer for fremstilling av nylon. Dersom disse retningslinjene ikke følges, vil man kunne få unøyaktigheter i materialet. Retningslinjene er:

1. Arbeidsmodellen skal tørke over natten ved 40-45°C før fremstilling. Modellen skal ikke være helt nedkjølt når protesen fremstilles på den, men ha en temperatur rundt 40 °C.
2. Modellen må isoleres med 10 % natriumoleate løsning
3. Minimum to innførselskanaler for det flytende materialet.
4. Oppvarmet nylon skal være relativt kjølig når det presses inn i kyvetten, rundt 225 °C
5. Det skal være så høyt injeksjonstrykk som investeringsmaterialet tillater
6. Injeksjonen må gå raskt.
7. Nylonet må kjøles sakte ned etter pressing.



## FYSISKE EGENSKAPER

Nylon er et såkalt ”termoplastisk elastisk protesemateriale”. Når et materiale er plastisk vil det deformeres permanent når det utsettes for en kraft av en viss størrelse. Med termoplastisitet menes at et stoff ved oppvarming smelter og blir deformerbart, men stivner til et fast stoff ved avkjøling. Et elastisk materiale deformeres under kraftpåvirkning, men gjenopptar sin opprinnelige form når påvirkningen fjernes.



**Figur 2. Elastisitetsskurve for materialer.**

Figur 2 viser hvordan materialer oppfører seg ved økende kraftpåvirkning.

Ved lav kraft er de fleste materialer elastiske – de gir etter for kraften, men deformeres ikke. Når kraften når en viss størrelse vil materialet bli plastisk, dvs det deformeres permanent, men frakturerer ikke. Til slutt vil materialet gi etter og frakturerer, når kraften blir stor nok. Hvor stor kraft som må til for at et materiale skal gå over i den plastiske fasen varierer mellom ulike materialer. Materialer som er sprø har et lite område der de er elastiske. Nylon (ikke oppvarmet) har derimot et bredt område der det er elastisk, noe som medfører at frakturfaren er mindre enn ved materialer med et kortere elastisitetssområde, for eksempel akryl.

Nylon er elastisk ved rom/kroppstemperatur, men blir plastisk ved oppvarming.

Tscherniak og Habib (12) gjorde en rekke fysiske tester på Valplast der dette ble sammenlignet med tradisjonell akryl:

- vannabsorpsjonen for akryl og Valplast er den samme, 0,4 %, men deformasjon pga vannopptak kunne ikke påvises.
- Valplast har en Youngs modulus (e-modul) på 150-180 kg/mm<sup>2</sup> sammenlignet med 280 for akryl. Akryl er med andre ord stivere enn nylon.
- Strekkstyrken for Valplast ble målt til 8 kg/mm<sup>2</sup> mot 5-7 for akryl.
- Motstand mot trykk-krefter ble hos Valplast målt til 10,5 kg/mm<sup>2</sup> og til 8,6 kg/mm<sup>2</sup> hos akryl. Nylon er dermed noe mer resistent både mot strekk- og trykkkrefter.
- Bøyestyrke for Valplast og akryl var omtrent den samme, ca 8-10 kg/mm<sup>2</sup>. Akryl er hardere enn Valplast, og scorer 20 på Vickers hardhetstest sammenlignet med 14,5 hos Valplast.
- Det ble også gjort målinger på slagstyrken ("impact strength") på de to materialene. Ved akryl frakturerte materialet når kraften var 10,5 kg/mm<sup>2</sup>, mens Valplast varierte mellom 10-150 kg/mm<sup>2</sup>. Dette kan tyde på at nylon i større grad tåler brå kraftpåvirkning (altså det motsatte av utmattingsbrudd). Dette er også dokumentert i en studie utført av Stafford et al, som viste at nylonmaterialet var overlegent i evnen til å motstå slag, sammenlignet med akryl (11). Denne studien benyttet dog ikke valplast i testen, men et annet nylon basemateriale.

## BIOLOGISKE TESTER

Lov om medisinsk utstyr regulerer produksjon, markedsføring, bruk og omsetning av medisinsk utstyr. Dette omfatter også odontologiske materialer, herunder nylon. Formålet med loven er å hindre biologiske skadevirkninger av det medisinske utstyr, samt sikre at utprøving og anvendelse foregår på en etisk og faglig forsvarlig måte. Loven med tilhørende forskrifter gjør at EUs direktiv om medisinsk utstyr også gjelder i Norge. Dette direktivet inneholder grunnleggende krav til det medisinske utstyr. Prinsippet er at essensielle kvalitetskrav til medisinsk utstyr skal være dokumentert av produsent før produktet selges, markedsføres eller anvendes klinisk. I praksis betyr dette at produsenter av dentale biomaterialer må kunne dokumentere at materialet er biokompatibelt før det tas i bruk. Produsenten må derfor selv utføre de nødvendige prekliniske biologiske tester på materialet.

Utførelsen av den prekliniske testingen er beskrevet i bestemte prosedyrestandarder. En standard er et dokument som er allment godtatt som grunnlag for beskrivelser, rutiner, metoder eller krav. Den mest kjente standardiseringen er ISO-standard, og den prekliniske testingen av Valplast er gjort i overensstemmelse med denne (14).

Protesebasematerialer ligger i tett kontakt med de orale slimhinner. Man må derfor forsikre seg om at materialet som benyttes ikke er cytotoksisk, genotoksisk eller allergent. Dette undersøkes i den prekliniske biologiske testingen.

Dersom et materiale er cytotoksisk gir det direkte skade på celler, som viser seg ved cellelysis. En *in vitro* cytotoksitetstest ble utført på oppdrag fra produsent (14) på musefibroblaster etter ISO standard 10993-5. I testen ble en bit av Valplast plassert direkte på et tynt, sammenhengende lag av musefibroblaster av klon L-929 på agarosegel. Samtidig ble det også laget tre kontrollpreparater, der hver skål inneholdt en negativ og en positiv kontroll. Den positive kontrollen var en 2,5 cm bit av lateks som man visste ville gi reaksjon i cellene. Dette for å senere kunne sammenligne reaksjonen i testcellekulturen og kontrollkulturen. Testskålen og kontrollene ble deretter inkubert ved 37 °C i et døgn. Etter inkubasjon ble cellekulturene først inspisert makroskopisk for å se etter tegn på cellelysis. Deretter ble kulturene undersøkt mikroskopisk (X 100) for å se etter cellelysis samt undersøke cellenes morfologi.

Kontrollene gav resultater som forventet. Cellekulturen rundt Valplast viste ikke tegn på cellelysis eller toksisitet høyere enn USP grad 2 (mild reaktivitet). Valplast kvalifiserte derfor som ikke-cytotoksisk, og ble godkjent etter ISO standard 10993-5.

Det er også utført implanteringsforsøk med Valplast på hamster for å kunne avgjøre om materialet gir irritasjon av den orale slimhinne (15). I testen fikk ti hamstere en bit av materialet suturert fast til høyre kinnslimhinne og en negativ kontroll festet til innsiden av venstre kinnslimhinne. Hamstrene gikk med disse testbitene i to uker før de ble avlivet. Deretter ble slimhinnen og testbitene rundt dissekert ut *in toto* og studert i mikroskop. Grunnen til at hamsterens kinnslimhinne ble valgt som implanteringssted er at dette vevet er rikt vaskularisert, noe som gjør det enkelt å påvise vasodilatasjon ved vevsirritasjon. Den påfølgende histopatologiske analysen viste at morfologien i vevet rundt Valplast var innenfor normalområdet.

## ESTETISKE EGENSKAPER

Sammenlignet med metall-akryl proteser representerer nylon en forbedring rent estetisk. Dette skyldes to forhold:

1. Proteseene lages uten metallklammere.
2. Egenskaper ved basematerialet: Nylon er transluscent og kan lages svært tynt. Dette medfører at det underliggende vevet lyser gjennom slik at basematerialet blir integrert i vevet omkring. Nylon kan også lages i ulike farger for å kunne tilpasses den enkelte pasients slimhinne.

Nylon tar dessuten i mindre grad opp misfarging enn akryl (12).



**Figur 3. Nylonproteser kan være estetisk fordelaktig fordi slimhinnens farge skinner igjennom materialet. ( Foto fra produsentens hjemmeside Valplast.com)**

## KLINISKE EGENSKAPER

Proteser laget i nylon skiller seg på flere måter markant fra tradisjonelle akrylproteser. Det mest fremtredende karakteristikum ved materialet er at det er fleksibelt. Dette skal i følge produsenten gi en protese som er mer behagelig for pasienten å bære, da den lettere skal tilpasse seg bevegelsene i munnhulen. Ved innsetting av protesen skal denne først ligge et minutt i varmt vann. Oppvarmingen gjør at materialet blir plastisk, slik at den kan tilpasses de orale vev med stor nøyaktighet. Ved avkjøling mister materialet sin plastisitet, slik at den beholder den formen den fikk ved innsetting. Når protesen er varm skal man kunne tilpasse eventuelle opplegg med hendene. Nylon har "elastisk hukommelse", dvs at den formen vi gir protesen når den er oppvarmet vil den beholde i avkjølt tilstand, til tross for at den bøyes og formes etter bevegelser i munnhulen.

Fleksibiliteten til nylon gjør at den kan brukes ved, og engasjere, undersnitt på kjevekammen i motsetning til akrylproteser. Videre angir produsenten materialet som spesielt egnet i spesielle kasi der munnhulens morfologi er så endret at bruk av konvensjonelle proteser er vanskelig. Dette kan dreie seg om cancerpasienter og pasienter med leppe-kjeve-ganespalter. Videre kan materialet være egnet til barn der det er behov for proteser som en midlertidig løsning i forbindelse med tanntap i fronten, agenesier eller dekkproteser i forbindelse med dentinogenesis imperfecta. Proteseene kan lages svært tynne og med lav vekt, noe som bidrar til pasientkomfort og aksept.



**Figur 4.** Nylonprotese anvendt ved atypisk anatomi og som bittskinne. (Foto fra produsentens hjemmeside Valplast.com)

Figur 4 viser hvordan nylon kan engasjere store undersnitt ved at det skjæres ut en såkalt retensjonsfinger som er elastisk og ligger under undersnittet. Dette er behagelig for pasienten

og bidrar til retensjon. Figur 4 viser også nylonprotese anvendt ved atypisk morfologi av vevet i ganen.

De fleste nylonproteser lages uten metallklammere og opplegg, noe som gir en forbedret estetikk og gjør at de kan anvendes av pasienter med metallallergi. Nylon regnes for å være mindre allergent sammenlignet med akryl, og nylon er derfor bedre egnet for pasienter med resinallergi (1, 3) .

Nylon retinerer til slimhinnen ved at materialets fleksibilitet utnyttes. Protesen slutter tett om marginale gingiva og periodontiet, noe som gjør omhyggelig hygiene svært viktig. Protesen, tenner og slimhinne må rengjøres grundig morgen og kveld og etter hvert måltid. Forhandlere selger et spesielt rensmiddel til protesene, ”Valclean” som kan benyttes 15 minutter hver dag eller over natten. Det skal ikke brukes børster på protesene da dette kan gjøre overflaten ru.

## INDIKASJONER

Nylon er mest brukt i partialproteser, (men kan også benyttes til helproteser). Disse protesene lages da uten klammer, men basemateriale kan trekkes opp på okklusalfaten til et opplegg. Dette er dog ikke nødvendig og mange av protesene lages uten opplegg. Det er derfor ikke alltid behov for sliping av resttannsettet før tilvirking av protese. Figur 5 viser en bilateral friende protese for overkjeve.



**Figur 5. Bilateral friendeprotese.**



**Figur 6. Enkelttannserstatning.**

(Bilder fra produsentens hjemmeside)

Nylonproteser kan også lages som en unilateral protese dersom tenner i en enkelt kvadrant skal erstattes. Det er da ikke nødvendig med en transversbarr. Slike proteser er spesielt aktuelle som provisoriske løsninger i påvente av implantater (Fig 6). Figur 6 viser en slik unilateral protese samtidig som bildet viser hvor tynne disse protesene kan lages.

I følge leverandør kan disse protesene også brukes som ”permanente” enkelttannserstatninger, altså isteden for en bro. Nylon kan til slutt benyttes i harde eller myke bittskinner (Fig 4).

Forhandler oppgir kun en kontraindikasjon for Valplast:

- pasienter som ikke klarer å utføre normalt renhold

## FREMSTILLINGSPROSEDYRE

Arbeid utført av tannlege:

- 1) Avtrykk. Det er spesielt viktig at dette har høy presisjon, siden partielle nylonproteser hovedsakelig beror på vevsretensjon. Bukkal og labiale overgangsfold må gjengis så nøyaktig som mulig. Produsent anbefaler alginatavtrykk, da dette oftest vil være nøyaktig nok og gjør sekundæravtrykk med individuell avtrykkskei overflødig. Fremstilling av modeller.
- 2) Surveyor brukes til å analysere modellene og finne gunstig innførselsretning. Ved interproksimale sadler, må en fjerne undersnitt i mesio-distal retning - altså gå tilbake å slipe på tennene.
- 3) Modellen analyseres for å finne 2 eller 3 punkter for retensjon som gir maksimal stabilitet for den partielle protesen, samt favoriserer anterior estetikk. Estetikk bør veie tyngst ved fremstilling av protesen. Protesen kan engasjere alle undersnitt - både på tann og vev.
- 4) Klammertype og posisjon velges, med lik vekt på estetikk, funksjon og innførselsretning.
- 5) Tannlegen tegner et utkast på modellen og sender arbeidet til tekniker.

Arbeid utført av tekniker:

- 6) Mastermodellene forberedes til duplisering, det vil si oppvoksing av undersnitt. Med et skarpt instrument rispes det opp en tynn fure på mastermodeller, slik en har planlagt endelig proteseutforming. Dette overføres da til den dupliserte modellen.
- 7) Duplisering av mastermodeller. Det brukes to sett med modeller: ett sett med mastermodeller som gjengir det anatomiske proteseunderlaget, og ett sett arbeidsmodeller som er duplisert fra mastermodellene der undersnittene er vokset vekk.
- 8) Montering av mastermodeller i artikulator etter at all voks er steamet vekk. All voks skal nå være fjernet. Proteseutkastet tegnes opp på den dupliserte modellen - arbeidsmodellen, med rød blyant.
- 9) Oppstilling av tenner på mastermodellene i artikulator. Både porselen og akryltenner kan brukes. Tennenes retensjon i protesen er basert på mekanisk retensjon, og det skjer ved å borre 2 små hull med drill i protesetennene. Produsent anbefaler at dette gjøres etter investering og utkoking. Oppstilling av tenner kan skje på en utformet eller støpt



basisplate. Hvis innprøving ikke er nødvendig, kan oppvoksing gjøres på en måte som gjør det lett å overføre tenner til arbeidsmodellen.

- 10)** Etter innprøving overføres protesen til arbeidsmodellen. Dersom det er noen steder den oppvoksete eller støpte basisplaten ikke går på, fordi en har oppvokset mastermodellen før duplisering, skal disse områdene fjernes fra basisplaten.
- 11)** Protesekanten finmodelleres og forsegles med voks. Produsent anbefaler maks tykkelse gane 1,5mm, 2mm lingualt nedre rand og 1mm nærmere kjevekam.
- 12)** Investering av arbeidsmodeller i kyvette. Før modellene plasseres i kyvettene, bløtgjøres gipsmodellene i vann, for å eliminere luftbobler og for å lette separering etter investering
- 13)** Etter at gipsen har stivnet, plasseres kyvetten forsiktig i varmt vannbad i 10 minutt for utkoking. Kyvetten fjernes så fra vannbadet forsiktig, åpnes for å separere de to halvdelene, og en fjerner all voksen og basisplate. Det anbefales nå å borre hull i tennene, for retensjon. Tennene sementeres så tilbake i den øvre halvdel av kyvetten. Dersom full gane i overkjeven lages, anbefales det å borre 2-3mm dype hull med ca 5mm avstand langs den posteriore grensen, for å forankre den smeltete resinen, som vil uten hull, kunne krympe ved avkjøling etter innsprøyting.

Videre arbeidsgang er:

- 14)** Pensle hele den avkjølte gipsmodellens overflate med Presto tinfoil. Kyvettene forsegles så, og er klar for innsprøyting av Valplast.
- 15)** Smelte og innsprøytingsprosedyre.
  - a) Bekreft passform og bevegelse av smeltesylinder og bronseskive. Velg en tykk skive for innsprøyting av medium eller liten valplasttube. Bruk tynn skive ved innsprøyting av stor valplasttube. Bronseskive må kunne beveges helt fritt gjennom sylindren.
  - b) Spray innside av smeltesylinder med silikon Mold løslatelsesspray og sett inn i smelteovn.
  - c) Mellom seansene bør den tomme smeltesylinderen forvarmes i 7 minutt. Under innledende oppvarming bør smelteovnen og smeltesylinderen forvarmes i minst 20 minutt.
  - d) Når den forhåndsinnstilte temperaturen i smelteovnen har stabilisert seg, sprøyt utvalgt størrelse og fargenyanse av valplast Resin tube med Mold løslatelsesspray, og plasser tuben helt inn i sylindren.

- e) Spray den forhåndsvalgte bronseskiva med Mold løslatelsesspray, og plasser den i sylindren, mot enden av tuben. Husk å bruke den skiva som ble valgt på forhånd, og bekreft at den kan beveges uten motstand gjennom sylindren.
  - f) Still stoppeklokke på nøyaktig 11 minutt. La Valplastresin smelte i smelteovnen.
  - g) Mens Valplasten smelter, plasser den lukkede og tilstramma kyvetten, direkte under sjakta til pressen. En kan justere til riktig posisjon, ved å senke sjakta over kyvetten.
  - h) Etter 11 min, fjern sylindren fra smelteovnen, oppretthold dens horisontale posisjon, til du har ført den over kyvetten. Så kan man snu den vertikalt, mens en lener enden av sylindren mot framspringet, så tuben ikke faller ut.
  - i) Sving løftestanga på innsprøytingspressa med en rask, stødig bevegelse. En vil føle litt motstand til sjakta når tuben. Metallfjærene vil presses sammen så vidt på dette tidspunktet. Fortsett med å tilføre fast press, ved å svinge til tuben sprekker. Etter at tuben har sprukket, fortsett å svinge løftestanga raskt, til metallfjæra er presset helt sammen. Dette er indikasjonen på at resinen har blitt fullstendig innsprøytet i kyvetten. Viss metallfjæra blir slappe etter få sekunder, stram løftestanga igjen, for å få metallfjærene i deres sammenpressede posisjon. Løftestanga vil låse seg i den sammenpressede posisjonen, og skal forbli slik i 3 minutt. Så kan en løsne presset og frigjøre løftestanga.
  - j) Fjern kyvette og separer sylindren fra kyvetten med en omdreieende bevegelse. En bør ikke banke på sylindren, da dette kan ødelegge dens form.
  - k) Fjern bronseskiva og restene fra den sammenpressa aluminiumstuben fra sylindren. Husk på at sylindren vil forbli varm en stund etter innsprøytinga. Gjør alltid sylindren godt ren, og sjekk at bronseskiva går lett igjennom sylindren. Pass på å forvarme sylindren i minst 7 minutt, etter å ha plassert den på nytt i smelteovnen, før neste innsprøyting.
  - l) Etter fjerning av sylind, la kyvetten få avkjøle på benken i minst 30 minutt.
- 16)** Åpne kyvetten og fjern investeringsgipsen fra modellene, uten å ødelegge modellene. Det anbefales at grovpussing av protesene skjer mens de fortsatt er fast på arbeidsmodellene, før de overføres til mastermodellene i artikulatoren. Pass på å ikke la resinen bli for varm under trimming, innsliping og poleringsfasen. Dersom det er litt vanskelig å få protesene på mastermodellene, eller at noen av klammerne er løse, legg protesene 1 minutt i veldig varmt vann, og sett de på mastermodellen, mens en justerer til med fingrere.
- 17)** Nylonprotesene skal oppbevares i vann før utlevering til pasient.

## MÅL

Målet med undersøkelsen var å kartlegge bruksomådene til nylonprotesen, samt sammenligne enkelte egenskaper med den tradisjonelle trådklammerprotesen.

## MATERIALE OG METODE

For å undersøke egenskaper ved nylonproteser, valgte vi følgende framgangsmåte: Vi fikk fremstilt en trådklammerprotese og en nylonprotese på samme modell hos en lokal tanntekniker (Dentalstøp AS). Trådklammerprotesen er fremstilt med kald-akryl. Modellen er en overkjeve med resttannsett 17,16,15,14,12,11,21,22 og 27. Det er to innskutte tannluker, en i regio 13, og en i regio 23-26. Ganen har en atypisk slimhinnemorfologi, med et uttalt rugaeområde. Det er lange kliniske kroner og det er slipt inn for opplegg på 14 distalt og 27 mesialt. Modellen ble tilfeldig valgt av tanntekniker.

Vi vurderte de to protesene *in vitro* med hensyn til

- ✓ Retensjon
- ✓ Belastningsforhold
- ✓ Vekt og tykkelse
- ✓ Overflate beskaffenhet
- ✓ Perifer utstrekning og relasjon til oral mucosa og tenner (med hensyn til hygiene)
- ✓ Pris

For å undersøke overflatens beskaffenhet valgte vi å studere proteseoverflatene i mikroskop, på begge sider, både mucosalt og oralt. Hensikten med dette var å sammenligne overflatens utseende på de to protesematerialene, slik de er når de kommer direkte fra tekniker. I tillegg gjorde vi et forsøk med protesene der vi ruet opp et lite område på utsiden av materialene i ganepartiet med en grov stein. Etterpå ble det oppruede området på protesen igjen polert på konvensjonelt vis av tekniker. Det ble tatt mikroskopbilder av overflatene slik de så ut før sliping, etter å ha blitt ruet opp og etter polering. Det ble tatt bilder av forstørrelsene 6,4X, 16X, 25X og 40X. Årsaken til at vi valgte denne tilnærmingen var utsagn fra tannleger om at nylonproteser er vanskelige å glattpolere etter eventuelle justeringer. Vi valgte å sammenligne protesene i forhold til hverandre, etter at de hadde vært utsatt for samme prosedyre og i henhold til de ovennevnte variabler.

For å vurdere vekt ble det benyttet en elektronisk vekt på forskningslaboratoriet. Tykkelse ble målt ved hjelp av protetisk gulltykkelsesmåler, hvor det ble målt det tynneste og tykkeste punktet i ganen. Vi forutsetter at teknikere har utformet protesene slik det gjøres i reelle pasientkasus og at målingene derfor er representative for de proteser som brukes klinisk.

Vi sammenlignet kostnader ved å innhente pris hos de tre teknikere som blir brukt ved DOF, Dentalstøp, Torkildsen og Yndestad. Prisene er inn til tannlege og innebærer derfor ikke tannlegens egne takster.

## RESULTAT

### MODELLUNDERSØKELSE

#### RETENSJON

Trådklammerprotesen:

Protesen retineres ved hjelp av aktive og passive retensjonselementer.

Retensjonselementer på den aktuelle protesen er klammere i metalltråd på 14, 22 og 27, samt protesebasis (Fig 7).



**Figur 7. Trådklammerprotesen (venstre) nylonprotesen (høyre).**

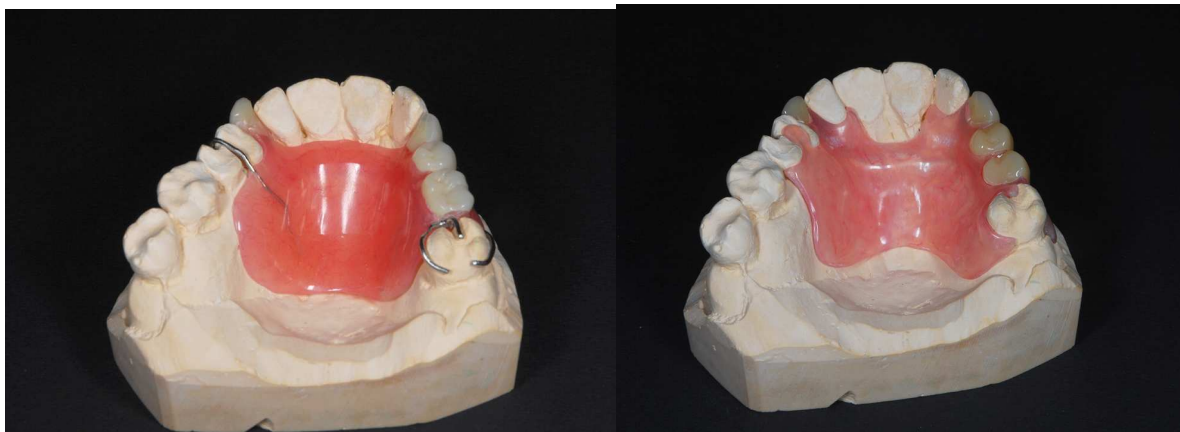
Nylonprotesen har ikke tradisjonelle klammere, men selve protesebasis danner klammerarmer rundt ankertenner (Fig 7). Disse klammerne har en mye større utstrekning enn trådklammerne

og dekker mer av mucosa. Det er klammere på tennene 14,12, 22 og 27. I tillegg engasjerer nylonprotesen undersnitt på kjevekammen bukkalt og dette bidrar til retensjonen.

Inntrykket vårt er at det er mye vanskeligere å fjerne nylonprotesen fra modellen. Dette tolker vi som at denne retinerer bedre enn trådklammerprotesen på grunn av friksjonskreftene som oppstår mellom protesen og underlaget.

## BELASTNINGSFORHOLD

Trådklammerprotesen har opplegg i metalltråd på okklusalflaten til 27. Denne ligger dog ikke i kontakt med okklusalflaten, men har en avstand til tannen på ca 1 mm (Fig 8). Basisplaten i akryl dekker anteriore del av ganen, sadelpartier og slimhinner bukkalt for sadelen i 2. kvadrant. Basisplaten er den delen av protesen som her vil oppta størst belastning, da opplegget ikke tilfredsstiller de krav til et opplegg som ble beskrevet tidligere i oppgaven. I regio 13 er akrylbasisen, som ligger an mot sadelen, veldig liten og smal, noe som gir stor belastning på et lite areal.



**Figur 8. Gane trådklammerprotese (venstre) og nylonprotese (høyre).**

Nylonprotesen har ingen tradisjonelle opplegg, men materialet er trukket opp på okklusalflatene til 14 og 27 med den hensikt å overføre kraft til resttannsettet (Fig8). ”Opplegget” på 14 går inn fra det palatinale og dekker nesten halve okklusalflaten distalt fra. Det er ikke slipt for opplegg på tannen. Tannen er noe tippet, hvor distale del av tannen ligger lavere enn den mesiale. Et opplegg her vil kunne føre til ytterligere tipping av tannen.

Det er slipt inn for opplegg på 27, men dette er ikke skjeformet og dekker kun 1/3 av okklusalflaten. ”Opplegget” er mesialt og utgjør en ekstensjon av basematerialet. Siden ”oppleggene” er laget i samme materiale som basemateriale, vil disse også være elastiske. Som for trådklammerprotesen er basematerialet som ligger an mot sadelen i regio 13 veldig lite og smalt.

## VEKT OG TYKKELSE

Vekten av trådklammerprotesen ble målt til 5.1 gram, mens nylonprotesen veide 3.4 gram. Tykkelsen i ganen på nylonmaterialet varierte mellom 0.5 og 1.0 mm. Tilsvarende tykkelse for trådklammerprotesen var 1.0-2.0 mm.

## OVERFLATENS BESKAFFENHET

*Makroskopisk:* Nylonprotesen har generelt en jevnere innvendig overflate enn trådklammerprotesen. Sistnevnte har en del kanter innvendig og i tillegg er det gjennomslag av metalltrådene i ganen. Dette gir lokale uregelmessigheter som potensielt kan aggregere plakk og gi bløtvevsirritasjoner.

## PERIFER UTSTREKNING OG RELASJON TIL OMLIGGENDE VEV

Trådklammerprotesen:

Anteriort i ganen ligger protesebasis i nær relasjon til palatinale rotoverflate til incisivene, ca 1 mm fra (Fig 8). I 1. kvadrant ligger basisplaten i nær relasjon til premolarenes palatinale flater, på 14 helt inntil og på 15 med en avstand på ca 1,5 mm. Bukkalt er klammeren på 14 plassert i overgangen tann-gingiva. Protesesadelen 13 har en relativt liten bukkal utstrekning, ca 3 mm rett vertikalt (Fig 9).



**Figur 9. Sadel og klammer på trådklammerprotese.**

I 2. kvadrant er det to klammere. Klammeren på 22 har bukkalt en avstand på ca 1 mm fra marginale gingiva, og følger den bukkale sadelens nedre utstrekning bak til regio 26. Klammeren på 22 er festet til akryl ved 26, og forløper deretter på akrylens utside (Fig 7). Dette medfører en spalte mellom akrylen og metalltråden som ikke er gunstig med tanke på plakkansamling. Sadelen er ikke ekstendert ned i overgangsfolden. På 27 ligger klammeren i god avstand til marginale gingiva.

Nylonprotesen:

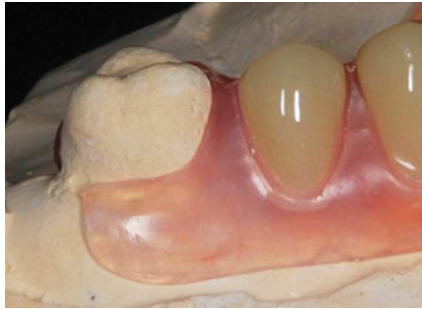
Sammenlignet med trådklammerprotesen er anteriore begrensning lengre apikalt på sentralenes palatinale flater. Kravet om 3mm er likevel ikke tilfredsstilt (Fig 10).



**Figur 10. Nylonprotesens anteriore utstrekning i ganen (venstre) sadel og klammer på nylonprotese (høyre) .**

På lateralene dekker protesen godt inn på emaljen palatinalt. På 14 og 15 dekker protesen palatinalflatene opp til ca 1 mm fra okklusalflaten (Fig 10). Bukkalt regio 13 dekker protesen overgangen mellom tann og gingiva på tennene 12 og 14 (Fig 10). Basematerialet strekker seg halvveis ned til overgangsfolden i dette området.

I 2. kvadrant på tennene 22 og 27 sees bukkalt samme forhold mellom protesebasis og marginale gingiva som i første kvadrant. Den bukkale ”klammer” ved 27 er kraftig og strekker seg nesten helt distalt på tannen (Fig 11). Bukkale protesefflange er ikke ekstendert opp i overgangsfolden.



**Figur 11. Bukkal utstrekning av nylonprotesen regio 25-27.**

De to protesene har omtrent samme utstrekning

## PRIS

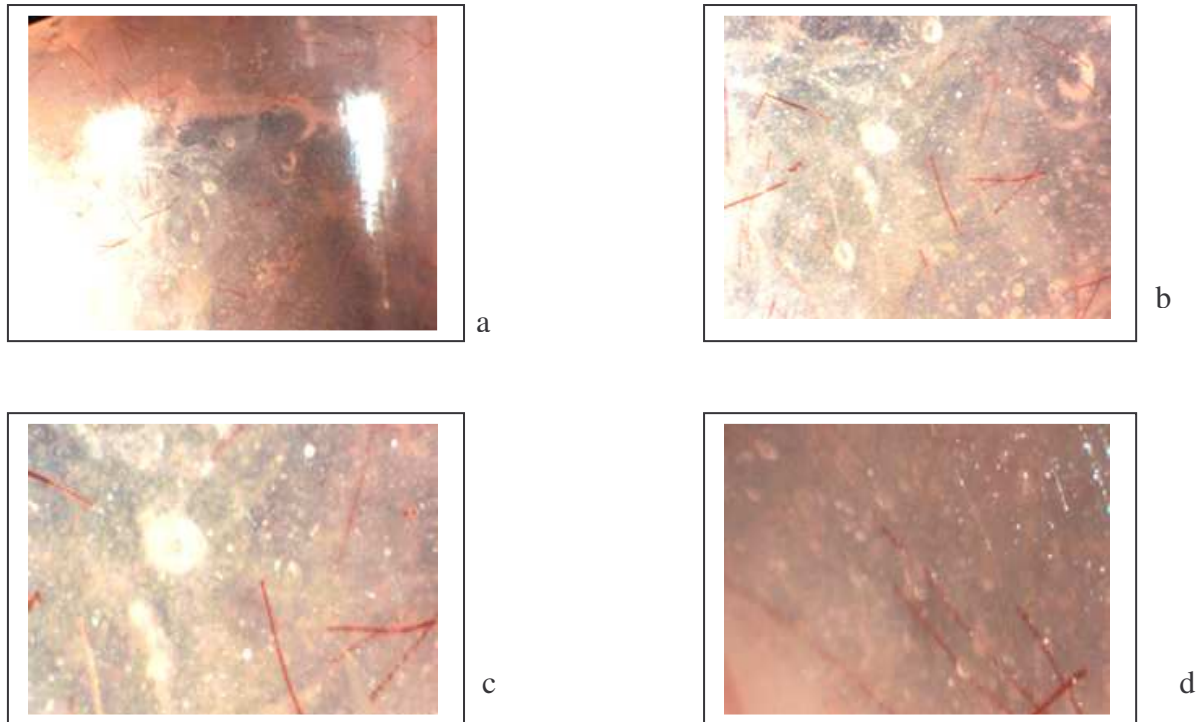
Vi sammenliknet prisoverslagene fra tre ulike tannteknikerfirma.

Dentalstøp AS tar 1385 kroner for en Valplastprotese og 1250 kroner for en trådklammerprotese. Hos Tekniker Torkildsen er prisene henholdsvis 1390 kroner og 2240 kroner. Sistnevnte er for den enkleste trådklammerprotesen med en klammer og tre protesetenner. Prisen stiger i takt med antall tenner og klammere. Hos tekniker Yndestad koster en Valplast protese mellom 1200 og 1300 kroner, mens den enkleste trådklammerprotesen koster 1484 kroner (samme konstruksjon som beskrevet hos Torkildsen).

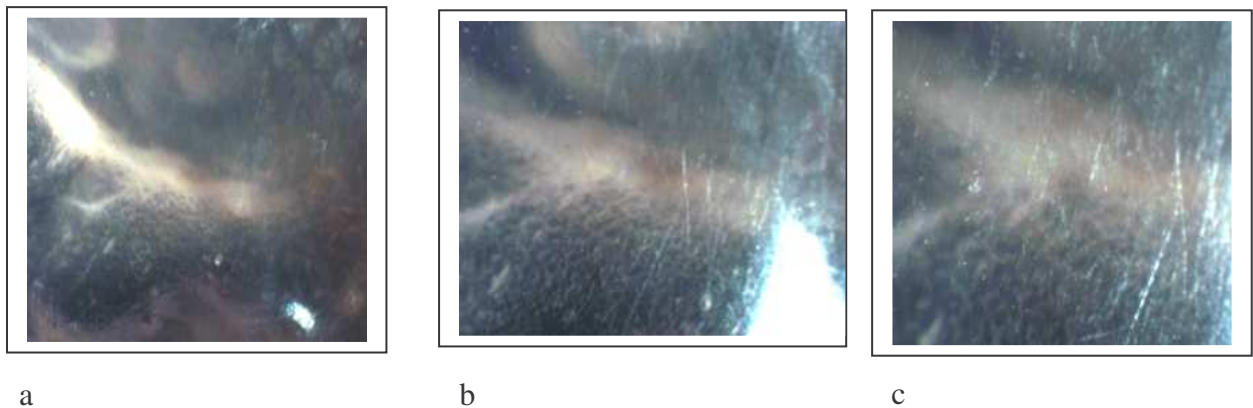
## UNDERSØKELSE I MIKROSKOP

Glattflatene før beslipning: Mikroskopisk ser selve overflaten som utgjør sekundære støtteflate til akrylprotesen jevnere ut. Det er synlige striper i overflaten til Valplast, muligens pga tilslipning under fremstillingen. Disse stripene manifesterer seg fra forstørrelse 25x og oppover. I akrylprotesen ses imidlertid interne porøsiteter i materialet både i og under oveflaten.





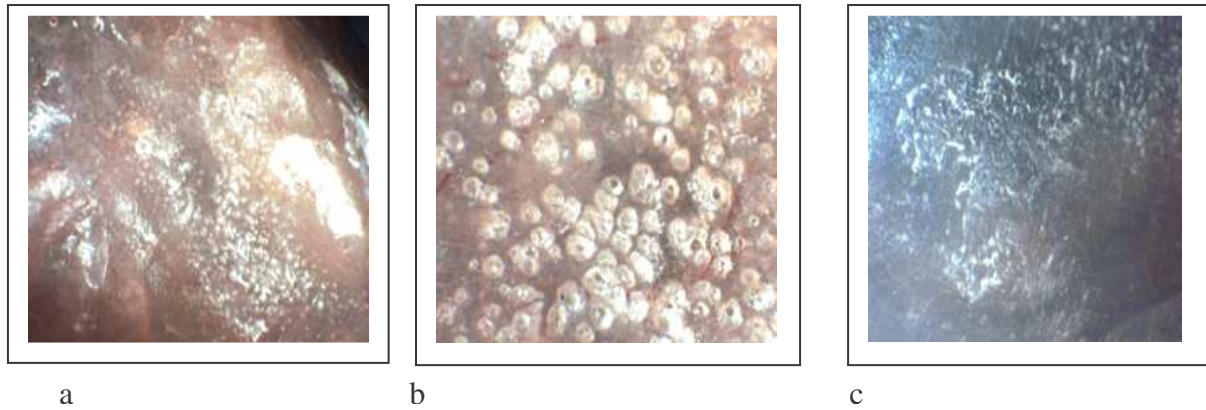
**Figur 12. a) Glattflate trådklammerprotese 6,4 X, b) Glattflate trådklammerprotese 16 X  
c) Glattflate trådklammerprotese 25 X, d) Glattflate trådklammerprotese 40 X (merk bobler).**



**Figur 13 a) Valplast glattflate 16 X, b) Valplast glattflate 25 X, c) Valplast glattflate 40 X.**

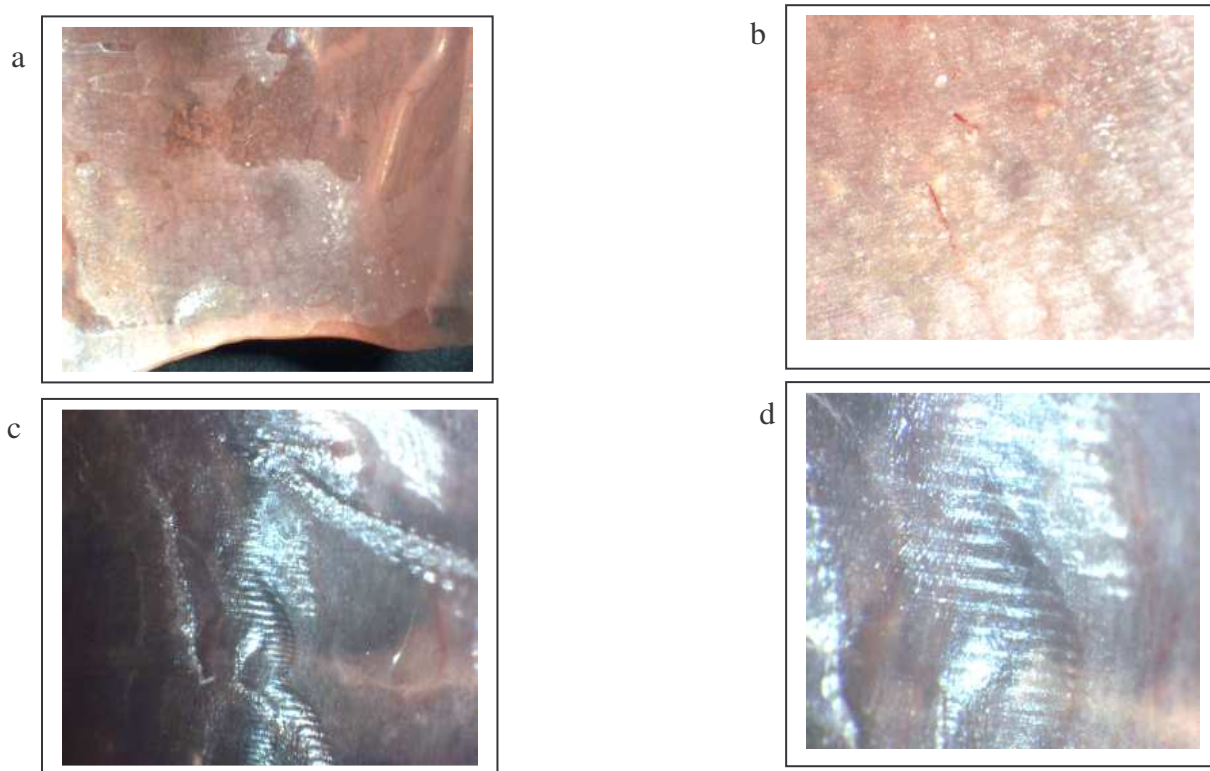
Innsidene av protesene: Trådklammerprotesen har tydelige boblelignende porøsiteter ved alle forstørrelser. Ved forstørrelse 25X kan vi og se at disse har kommunikasjon til overflaten.

Valplast: Ingen opplagte porøsiteter eller bobler i materiale, tilsynelatende jevn overflate.



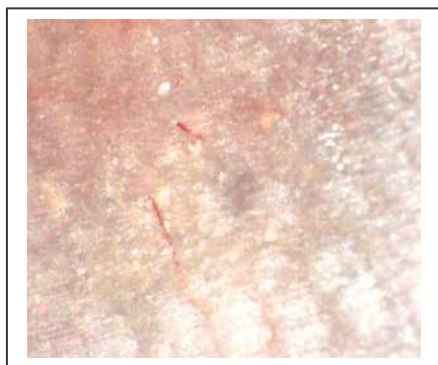
**Figur 14. a) Trådklammer innside 6,4X, b) Trådklammer innside 25 X, c) Valplast innside 25 X**

Slipte flater: Mikroskopbildene viser at sliping av materialene gir større spor i Valplast enn i trådklammerprotesen.

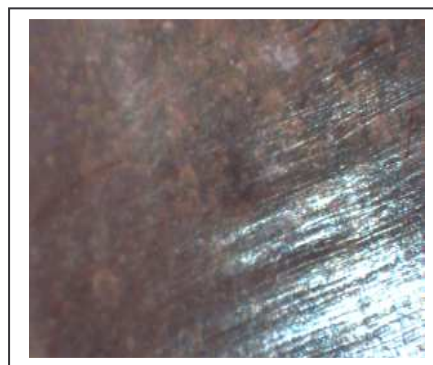


**Figur 15. a) Trådklammer slipt 6,4 X, b) Trådklammer slipt 25 X, c) Valplast slipt 16 X d) Valplast slipt 40 X.**

Resultat av undersøkelse av repolert overflate:



Slipt trådklammerprotese 25 X



Repolert trådklammerprotese 25 X

**Figur 16. Etter polering viste trådklammerprotesen omtrent samme grad av overflateruhet som før polering.**



Valplast beslipt 25 X



Valplast repolert 25 X

**Figur 17. Slipesporene i nylonprotesen ble betydelig redusert ved polering. De kraftigste sporene ble redusert, men det ser ut som om poleringen har laget mindre skraper i områder av protesen som før poleringen ikke var affisert av beslipningen.**

I tillegg til overflateruhet studerte vi også ulike **overflatedefekter** i mikroskopet. Nylonprotesen har fått en fliset kant på høyre side. I mikroskop kunne en også se krakeleringer i materialet i relasjon til denne flisete kanten.



a



b

**Figur 18. a) Overflatedefekt Valplast 6,4 X, b) Overflatedefekt Valplast 16 X.**

I flaten som skal vende mot ganen på trådklammerprotesen er det gjennomslag av metalltråden. Dette ble studert nærmere i mikroskop, og rundt metallgjennomslaget kunne en se tydelig porøsiteter samt ujevnhet i overgang mellom metall og akryl.



a

b

c

**Figur 19. a) Gjennomslag av metalltråd i gane på trådklammerprotese 6,4X, b) Gjennomslag av metalltråd i gane på trådklammerprotese 16 X, c) Gjennomslag av metalltråd i gane på trådklammerprotese 25 X.**



## DISKUSJON

Nylonprotesens retensjon baseres på en tett omslutning av undersnitt i de orale vev. Protesen slutter derfor om periodontiet og overgangen mellom tann og gingiva. Klammerarmene har stor utstrekning rundt tannen. Dette vil medføre økt aggregering av plakk i de kritiske områdene og kan medføre skader på resttannsettet, som karies og periodontale problemer ved langvarig bruk. Et annet mulig problem ved en slik tett omslutning av ankertennene er at det ikke er plass for sårpakning rundt gingivalranden hos pasienter med behandlingskrevende tannkjøttproblemer.

Nylonprotesene har ikke opplegg konstruert etter gjeldende retningslinjer. Materialet er dessuten elastisk, noe som kan gi nedbøyning av protesen. Dette medfører at all tyggebelastning overføres til slimhinneunderlaget. Dette kan gi traumatisk påvirkning av mucosa og støttevev. Ved langvarig bruk kan dette akselerere resorpsjon av kjevekammen slik at protesene mister stabilitet. Traumatisk påvirkning kan også gi decubitalsår på slimhinnen under protesesadlene. De nevnte forholdene kan være problematisk dersom nylonprotesen brukes midlertidig over implantater, fordi traumatisering av vevet under protesesadelen som oppstår ved nedbøyning av protesen vil kunne interferere med vevstilhelingen rundt implantatet.

En av årsakene til at nylon ble utviklet som et alternativ til akryl var den oppfatning at akryl hadde dårlig evne til å motstå bøy og strekk-krefter. Studien av Tscherniak og Habib (12) viste imidlertid at strekkestyrken for nylon ikke var nevneverdig større enn for akryl, og bøyestyrken var omtrent den samme.

En annen årsak er at akryl lett frakturerer ved fall. Målinger gjort på slagstyrke (12) viser svært varierende resultater for nylon, alt fra samme frakturstyrke som akryl til 15 ganger høyere. Dette at nylon trolig er mer resistent mot fraktur ved traume, har gjort at den brukes en del til narkomane som trenger en estetisk protese. Siden de går med protesene i lommen, utsettes de for mekaniske krefter, men nylonprotesen synes å tåle dette bedre enn akrylprotesen.

Den siste hovedårsaken til at det var ønskelig å fremstille et nytt protesemateriale var at akryl er følsomt for abrasjon. Det er ingen studier som kan underbygge at nylon er mer motstandsdyktig mot abrasjon. På testprotesene vi brukte tok det derimot ikke lang tid før

nylonprotesen viste tegn på slitasje i kantene etter å ha blitt tatt av og på modellen (Fig. 18) Videre oppgir produsent/forhandlere at det ikke skal brukes børster for å rengjøre protesene da dette kan rue opp overflaten. Dette tyder på at nylon ikke er mer abrasjonsresistent enn akryl. Trådklammerprotesen viste ingen tegn på slitasje. Utfra disse tre punktene kan vi bare se en mulig forbedring av de fysiske egenskapene til nylon i forhold til akrylmaterialet - det gjelder slagstyrke. Selv dette er usikkert pga store variasjoner i målingene.

Valplast har vært på det amerikanske markedet i om lag 50 år, men det finnes ingen kliniske studier gjort på dette eller tilsvarende materialer. Under arbeidet med nylon var det svært vanskelig å finne relevante artikler. I PubMeds søkebase var det kun en produsentuavhengig studie på nylonprotesematerialer.

Produsenten av Valplast fremskaffet etter forespørsel artikler om deres produkt. Fellesnevner for disse var at de hadde et positivt syn på Valplast og at de ikke var publisert eller publisert i mindre eller ukjente tidsskrifter. Disse ble derfor betraktet som å være av begrenset verdi.

Den nøyaktige kjemiske sammensetningen av Valplast er ikke kjent, verken for leverandør eller teknikere. Preklinisk biologisk testing viser at materialet er biokompatibelt og godkjent etter ISO standard. Det at et materials nøyaktige sammensetning er ukjent er ikke i seg selv et hinder for klinisk bruk, så fremt prekliniske og kliniske tester viser at materialet er egnet. Problemet i denne sammenhengen er at det ikke er gjort kliniske studier på materialet, noe som burde tale for tilbakeholdenhet i bruk av materialet. Det kan stilles spørsmål ved om tannleger er villige til å anvende et materiale som er dårlig klinisk dokumentert. I *Lov om helsepersonell § 4* står det at behandling skal være utført i henhold til faglig forsvarlighet, og med dette menes at behandling skal være evidensbasert. En mulig risiko ved bruk av enkelttannserstatninger kan være at så små proteser representerer en risiko for svelging/aspirasjon ved bruk. Fram til klinisk bruk er bedre dokumentert, kan det være rimelig å anbefale at man tar ut slike proteser om natten og ved måltider.

Artiklene av Hargraves og Parvazi påpeker at nylon er et materiale med svært høy grad av teknikkfølsomhet under fremstilling. Dersom retningslinjer ikke følges nøyaktig vil resultatet bli høy dimensjonsinstabilitet. En ringerunde blant tannteknikere i Norge viste at det ikke er noen teknikere i Norge som har utstyr og kompetanse til å fremstille nylonproteser. Årsaken skal etter sigende være at utstyret for fremstillingen er svært kostbart. Protesene bestilles

derfor ferdig fra utenlandsk produsent. Vi kan derfor ikke si noe om i hvilken grad denne fremstillingsprosessen er mer teknikkfølsom enn akryl og om det eventuelt er bestemte trinn i fremstillingsprosedyren som er problematiske.

*In vitro* vurderingene av de to modellene tydet på at nylon retinerer bedre til modellene enn trådklammerprotesen. Belastningsmessig oppfyller ingen av protesene kravet om et tilfredsstillende opplegg. Vekten av Nylonprotese er halvparten av den til trådklammerprotesen, i tillegg er den tynnere. Makroskopisk er overflaten av nylon jevnere enn trådklammerprotesene. Dette er forhold som kan bidra til økt pasienttilfredshet og komfort, samt lette overgangen til en helprotese.

Mikroskopisk undersøkelse av proteseflatene som vender mot ganen viser at trådklammerprotesene har porøsiteter/luftbobler i overflaten. Disse representerer retensjonssteder for plakk. Innsiden av nylonprotesen er glattere og vil muligens være lettere å holde fri for plakk.

Den mikroskopiske undersøkelsen viste videre at nylonprotesene hadde samme potensial til å poleres glatt som trådklammerprotesen etter sliping. Om en sammenligner resultatene av poleringen av de to protesene er de nå mindre ulike hverandre enn hva de var etter sliping - altså viser de omtrent samme grad av overflateruhet. Tanntekniker som polerte protesene mente likevel at det var mer krevende å arbeide med nylonprotesene fordi redskapene som ble brukt til poleringen hadde problemer med å få "tak i materialet". Dette kan tyde på at nylon i seg selv ikke har noen begrensninger i forhold til polering, men at det kan være behov for spesielt utstyr til poleringen. Dette er i tråd med det som produsent opplyser på sin hjemmeside, nemlig at spesielle polerere er nødvendig (16). Dette er ikke et hinder for bruk av materialet.

Trådklammerprotesen har gjennomslag av metalltråd mot ganen. Rundt dette området er det porøsiteter og kanter som kan aggregere plakk. Forsøk på å korrigere slike defekter resulterer gjerne i ytterligere defekter, enten man sliper til eller legger på mer akryl. Dette er ikke et problem ved nylonproteser fordi disse hovedsakelig lages uten metallkomponenter.

Ved sammenligning av pris var det relativ stor variasjon i teknikerkostnad ved trådklammerprotese. Men hos to av de tre teknikerne som ble spurt var nylon det rimeligste alternativet. Nylon koster omtrent det samme hos de ulike leverandører, noe som skyldes at disse produseres hovedsakelig i Asia. Kostnader for trådklammerproteser øker med kompleksiteten av protesen, og kan bli over tusen kroner dyrere enn nylon. For en midlertidig protese er kostnader selvsagt av stor betydning.

Det må poengteres at disse undersøkelsene er gjort på et svært begrenset materiale. For å kunne dra pålitelige konklusjoner burde undersøkelsene vært gjort på flere proteser og proteser med ulik utforming (både innskutte og friendepreser).

## KONKLUSJON

Fordelene med nylonproteser:

1. Forbedret estetikk sammenlignet med trådklammerproteser.
2. Trolig bedre retensjon
3. Er tynnere fordi den er forsterket – dette gir god pasientkomfort.

Ulempene med nylonproteser:

1. Gingivalrand på ankertenner dekket av protesebasis – vanskelig renhold.
2. Proteseene kan ikke rengjøres med protesebørste på grunn av abrasjonstendens.
3. Protesen har ikke adekvate opplegg og er fleksibel. Dette gjør protesen innsynkbar på slimhinneunderlaget, noe som kan akselerere benresorpsjon.

Ved valg av protese må en balansere ønske om estetikk og pasientkomfort med de biologiske skadevirkninger som kan oppstå ved bruk. Nylon kan være egnet som et alternativ til midlertidige partielle proteser, fordi man da unngår de biologiske skadevirkningene som ved langvarig bruk vil være omfattende.

Ved valg mellom trådklammerproteser og nylonproteser er det ikke noen bestemte indikasjoner for å bruke verken det ene eller det andre. Nylonproteser kan være indisert i situasjoner der pasientkomfort er av stor betydning eller der konvensjonell terapi ikke fører til ønsket resultat. Dette kan for eksempel være aktuelt i gerodontisk sammenheng, der man



ønsker å konstruere en behagelig semipermanent protese for døende pasienter. I tillegg kan nylonproteser være en bra løsning i forbindelser med ekstraksjoner i estetisk sone, i påvente av tilheling før en kan lage en bro. For pasienter med metallallergi, vil trolig denne protesen være å foretrekke. Den brukes også nå en del til ruspasienter som i perioder trenger en estetisk og "traume-motstandig" erstatning.

Bruk i forbindelse med implantater er foreløpig uavklart, og avhenger i stor grad av protesens utforming. En oppfølgende klinisk studie bør gjennomføres for å dokumentere nylonprotesenes kliniske egenskaper.

## REFERANSER

1. Basker RM, Hunter AM, Highet AS. A severe asthmatic reaction to poly(methyl methacrylate) denture base resin. *Br Dent J* 1990;**169**(8):250-251.
2. Budtz-Jorgensen E. Oral mucosal lesions associated with the wearing of removable dentures. *J Oral Pathol* 1981;**10**(2):65-80.
3. Barclay SC, Forsyth A, Felix DH, Watson IB. Case report--hypersensitivity to denture materials. *Br Dent J* 1999;**187**(7):350-352.
4. McCord JF, Grant AA. Identification of complete denture problems: a summary. *Brit Dent J* 2000;189:128-134.
5. Hargraves AS. Nylon as a denture-base material. *Dent Pract Dent Rec* 1971;22(4): 122-128.
6. Produsentdokument: Valplast International Corp. Fabian T. Expert Opinion. Semmelweis Medical University, Prosthetics Clinic, Oct 1995.
7. Bergman B, Hugoson A, Olsson CO. A 25 year longitudinal study of patients treated with removable partial dentures. *J Oral Rehabil* 1995;**22**(8):595-599.
8. Orr S, Linden GJ, Newman HN. The effect of partial denture connectors on gingival health. *J Clin Periodontol* 1992;**19**(8):589-594.
9. Undervisningsmateriale Universitetet i Bergen: Christensen FT, Ramsvik F, Berg E. Plateprotetikk, Klinisk Kompendium Partialproteser.
10. Undervisningsmateriale Universitetet i Bergen: Berge M. Kompendium om hygieniske aspekter ved protetisk behandling.
11. Stafford GD, Huggett R, MacGregor AR, Graham J. The use of nylon as a denture-base material, *J Dent* 1986; 14(1):18-22.
12. Produsentdokument: Valplast International Corp. Stern MN: Esthetic retention. New York State Dental Journal Feb 1964.
13. Parvazi A, Lindquist T, Schneider R, Williamson D, Boyer Dog Dawson DV. Comparison of the dimensional accuracy of injection molded denture base materials to that of pressure pack acrylic resin. *J Prosthodont* 2004; 13(2):83-89
14. Produsentdokument: Valplast International Corp. Broad JJ, Pham C, Tong DT. Cytotoxisitets test utført 07.02.1997.

15. Produsentdokument: Valplast International Corp. Sendelbach LE et al. Mucous membrane irritation study in the hamster. Test fullført 07.03.1997.

16. [www.valplast.com](http://www.valplast.com), 18.11.07

## **TAKK**

Takk til veileder Gunhild Strand for rask og konstruktiv kritikk. Takk til veileder Marit Øylo for tips om litteratur og hjelp til undersøkelse i mikroskop.

Takk til tanntekniker Ove Roy Andersen for god hjelp med protesene under prosessen.

Takk til Halvor Holtan for innsamling av materiale.